

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①① N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

2 717 909

②① N° d'enregistrement national :

94 03546

⑤① Int Cl<sup>6</sup> : G 01 T 1/29//A 61 B 6/03

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 25.03.94.

③⑦ Priorité :

④③ Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 29.09.95 Bulletin 95/39.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule.*

⑥① Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : COMMISSARIAT A L'ENERGIE  
ATOMIQUE Etablissement à Caractère Scientifique,  
Technique et Industriel — FR.

⑦② Inventeur(s) : Bouvier Alain.

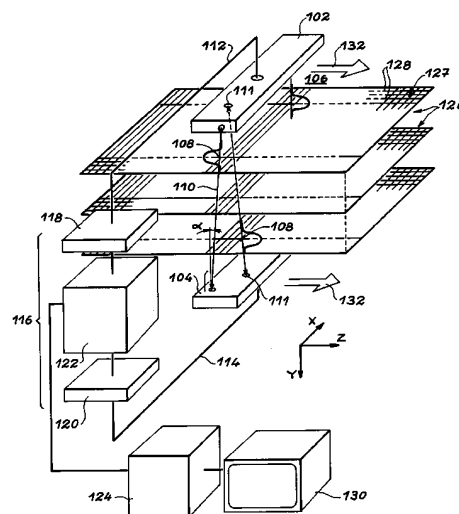
⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire : Brevatome.

⑤④ Procédé et dispositif d'imagerie par détection de désintégrations de positions.

⑤⑦ Procédé et dispositif d'imagerie par détection de désintégration de positons (180) dans un corps disposé dans un espace de mesure (106), dans lequel le traitement des signaux de détecteurs (102, 104), par des moyens de traitement (116) permet de calculer le lieu des désintégrations et d'affecter des informations dites événements dans des positions-mémoire, associées à des points de référence (128) de l'espace de mesure, et permettant de former des images du corps.

Application aux domaines habituels de la tomographie.



FR 2 717 909 - A1



**PROCEDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE PAR DETECTION DE  
DESINTEGRATIONS DE POSITONS**

DESCRIPTION

5

Domaine technique

L'invention se rapporte à un procédé et à un dispositif d'imagerie par détection de désintégrations de positons dans un corps disposé dans un espace de mesure.

10

L'invention s'applique de façon générale à tous les domaines habituels de la tomographie et en particulier en médecine pour l'étude du métabolisme d'un organe tel que le coeur ou le cerveau par exemple.

15 L'invention s'applique aussi à la pharmacologie pour suivre par exemple la diffusion d'un médicament dans l'organisme. L'invention peut également être mise en oeuvre dans l'industrie, par exemple pour l'étude du comportement d'ensembles mécaniques qui mettent en jeu

20 des fluides en mouvement.

20

Etat de la technique antérieure

La propriété physique du positon, d'émettre une paire de photons gamma ( $\gamma$ ) lors de sa désintégration avec un électron est mise à profit de façon connue dans un certain nombre de dispositifs d'imagerie.

25

Un corps, dans lequel on injecte préalablement par exemple une substance contenant des éléments radioactifs émetteurs de positons est placé à proximité d'un ou plusieurs détecteurs de rayonnement gamma ( $\gamma$ ). après un libre parcours moyen qui dépend du corps en question, chaque positon émis se désintègre et émet une paire de photons gamma ( $\gamma$ ) de directions opposées à 180° et ayant chacun une énergie de 511 keV. La

30

distribution dans l'espace des directions des paires de photons est parfaitement aléatoire.

On distingue plusieurs types de dispositifs d'imagerie en fonction de leur mode de détection et en fonction des méthodes mises en oeuvre pour constituer des images à partir des informations de détection.

La figure 1 illustre un premier exemple de dispositif d'imagerie, utilisé dans le domaine médical.

Un corps à observer 10, en l'occurrence un patient, est placé dans l'axe d'une couronne de détecteurs 12. Dans un repère de la figure le corps est disposé selon l'axe Z. La couronne 12 comporte un grand nombre de détecteurs 14 juxtaposés, formés chacun, par exemple, d'un scintillateur sensible aux rayonnements  $\gamma$  et associé à un photomultiplicateur capable de délivrer des signaux électriques en réponse à la détection de rayonnements  $\gamma$ .

Pour dresser une cartographie ou une image du corps 10, on acquiert l'ensemble des trajectoires 16 de rayonnement comprises dans l'espace de mesure 18 ceint par la couronne 12.

La détection simultanée de deux photons gamma ( $\gamma$ ), c'est-à-dire la détection en coïncidence de deux photons gamma ( $\gamma$ ) dans un espace de temps prédéterminé appelé fenêtre de coïncidence, sur deux détecteurs 14 diamétralement opposés de la couronne 12, permet de déterminer la trajectoire des photons gamma ( $\gamma$ ) émis lors d'une désintégration dite "événement".

La figure ne représente pour des raisons de clarté qu'un petit nombre de trajectoires 16.

A partir de l'ensemble des trajectoires mesurées dans le volume 18, il est possible, en utilisant des techniques de rétroprojection et de filtrage, de constituer point par point des images du corps 10 perpendiculaires à l'axe Z. Ainsi, il est

possible par exemple en ne considérant que les événements situés dans un plan transverse de reconstituer une "tranche" du corps 10. On peut citer à ce sujet, par exemple, le document (1) référencé à la fin de la description.

En prenant l'ensemble des trajectoires croisées dans le volume 18, il est également possible, par des algorithmes de reconstruction tridimensionnels, de reconstruire un volume 3D à trois dimensions.

Une méthode de reconstruction par rétroprojection-filtrage est décrite par exemple dans le document (2) référencé à la fin de la présente description. Dans la suite de la description on désigne l'ensemble des procédés de rétroprojection, de filtrage et de déconvolution, permettant d'obtenir une image à partir de l'ensemble des trajectoires, par des procédés de reconstruction tomographique.

Il est possible, grâce au dispositif de la figure 1 d'obtenir des images sur une portion du corps limitée à la largeur L des détecteurs 14 de la couronne 12.

Pour obtenir une image complète du corps 10, on enchaîne une série d'acquisition en déplaçant par exemple successivement le corps 10, parallèlement à l'axe Z, d'une longueur L dépendant de la largeur des détecteurs 14 de la couronne 12.

Pour améliorer de façon sensible la qualité des images et leur rapport de signal à bruit, il est possible de prendre en compte, en plus de la trajectoire des photons gamma ( $\gamma$ ), une information dite de temps de vol.

Cette information est obtenue par mesure différentielle des temps d'arrivée des photons gamma ( $\gamma$ ) sur les détecteurs respectifs, toujours dans la fenêtre de coïncidence préalablement déterminée.

L'information de temps de vol permet de localiser avec une certaine précision le lieu de la désintégration électron-positon sur chaque trajectoire acquise.

5            Cette information permet une reconstruction tomographique plus efficace, notamment en restreignant pour chaque trajectoire la reconstruction à une plage restreinte de la trajectoire qui entoure le lieu de la désintégration.

10           En raison de l'imprécision de la localisation de la désintégration sur la trajectoire, celle-ci est modélisée par une gaussienne appelée résolution temps de vol du système. La technique de détection avec mesure du temps de vol est décrite par exemple dans les  
15 documents (3), (4), (5) et (6) référencés à la fin de la description.

La couronne 12 de détecteurs peut être éventuellement entraînée en rotation autour de l'axe Z, ceci n'étant toutefois pas indispensable, puisque  
20 toutes les directions peuvent être mesurées dans le volume ceint par la couronne.

Dans une variante du dispositif, représentée à la figure 2, la couronne de détecteurs est remplacée par des détecteurs 22, 24 disposés de part et d'autre  
25 du corps 10, et qui n'entourent pas l'espace de mesure 18.

Dans ce cas, il est par contre indispensable d'entraîner les détecteurs 22, 24 en rotation autour de l'axe Z pour couvrir l'ensemble des directions  
30 d'émission dans un plan XY afin de construire une image par des techniques de rétroprojection-filtrage. La rotation des détecteurs 22 est signifiée par des flèches 23 et un déplacement du corps 10 selon l'axe Z est signifié par les flèches 25.

Les autres éléments représentés à la figure 2 et équivalents à des éléments référencés à la figure 1 portent les mêmes numéros de référence.

5 D'autres types de dispositifs d'imagerie, également connus, ne mettent pas en oeuvre des procédés de reconstruction tomographique mais font appel à des reconstitutions d'images bidimensionnelles dites planaires.

Un exemple en est donné à la figure 3.

10 Un corps 10 à étudier, représenté très schématiquement, est placé sous un détecteur 26 devant lequel est disposé un collimateur 28 dit à "trous longs" 29. Ce collimateur ne laisse passer que les rayonnements gamma ( $\gamma$ ) du corps 10 dont la trajectoire  
15 est parallèle à l'axe des trous du collimateur, afin de reconstruire un plan perpendiculaire à cet axe. Le fait que les trajectoires obliques sont arrêtées par le collimateur, réduit les flous dans l'image. Le détecteur 26 permet de délivrer un signal fonction de  
20 la position sur le détecteur de l'impact du rayonnement  $\gamma$ . Dans ce cas, et pour des désintégrations électrons-positons, il n'y a pas de mesure de coïncidence et seul un des photons gamma ( $\gamma$ ) de la paire de photons émise est détecté. Il s'agit par exemple d'une gamma-caméra  
25 du type décrit dans le document (7).

Le document (8) décrit par ailleurs l'utilisation de collimateurs à "trous longs".

La sensibilité est malheureusement très faible dans ce type d'appareils car le collimateur ne laisse  
30 passer que de l'ordre du millième des rayonnements incidents. Une augmentation de la sensibilité par agrandissement du diamètre des "trous longs" 29 du collimateur 28 n'est possible, de plus, qu'au détriment de la résolution spatiale du dispositif.

Un autre dispositif permettant de faire une reconstruction planaire sans procédés de reconstruction tomographiques, est représentée à la figure 4.

5 Ce dispositif comporte, par exemple, deux détecteurs plans 32, 34 capables également d'émettre un signal de détection fonction de la position d'impact, sur chaque détecteur, d'un rayonnement ; et disposés en regard de part et d'autre de l'espace de mesure 18. Des désintégrations électron-positon dans un corps 10 placé  
10 dans l'espace inter-détecteurs 18 donne lieu à l'émission d'un rayonnement formé de paires de photons ( $\gamma$ ) dont les trajectoires sont comme indiqué ci-dessus distribuées de façon aléatoire dans l'espace.

Un dispositif électronique de collimation, non  
15 représenté, permet de sélectionner les trajectoires 36 normales aux plans 38, 40 des détecteurs 32, 34 ou voisines de la normale aux plans 38, 40.

Toutes les trajectoires s'écartant de la normale avec un angle  $\alpha$  supérieur à un angle  $\alpha_m$   
20 déterminé, sont éliminées pour ne pas introduire de flou dans l'image construite.

A partir des trajectoires retenues on forme une image qui correspond à la projection du corps émetteur sur un plan image représenté sur la figure par le plan  
25 30.

Ce dispositif présente une bonne résolution spatiale, mais souffre comme le dispositif de la figure 3 d'une mauvaise sensibilité.

L'augmentation de la sensibilité peut se faire  
30 en augmentant l'angle  $\alpha_m$  et en prenant en compte un plus grand nombre de trajectoires obliques s'écartant de la normale aux plans 38, 40. Là encore, l'augmentation de la sensibilité se fait au détriment de la résolution.

En désignant par  $D$  le diamètre du corps 10 à étudier, le flou  $E_1$  introduit en chaque point de l'image est tel que  $E_1 = kD \sin \alpha$  ;  $k$  étant un coefficient multiplicateur.

5            On peut signaler en plus dans le cas du dispositif de la figure 4, la détection d'un grand nombre d'événements qui ne produisent pas de coïncidence, c'est-à-dire qui donnent lieu à une paire de photons dont un seul est seulement détecté. Ces  
10 éléments constituent des parasites qui contribuent à la formation de bruit dans l'image, à saturer les détecteurs en augmentant leurs temps mort caractéristique et à dégrader le taux maximum de comptage et d'acquisition des événements.

15            Finalement, dans les dispositifs existants on se heurte principalement à deux difficultés, il s'agit d'une part du coût et des difficultés de mise en oeuvre des dispositifs d'imagerie à reconstruction tomographique et d'autre part du dilemme entre la  
20 résolution et la sensibilité pour les dispositifs à reconstruction d'image bidimensionnelle dite planaire.

En outre, l'imagerie bidimensionnelle ne donne qu'une seule vue en projection du corps à étudier.

25            Un objet de l'invention est de fournir un procédé et un dispositif d'imagerie ne présentant pas les inconvénients cités ci-dessus et qui permettent notamment la représentation directe d'un corps en particulier de volume important sans utiliser les algorithmes connus de reconstruction tomographique très  
30 coûteux en temps.

Un autre objet de l'invention est de proposer un dispositif d'imagerie ne nécessitant qu'un appareillage de détection très simplifié en évitant des structures lourdes et très onéreuses telles que les  
35 couronnes de détecteurs décrites ci-dessus.

Un autre objet est finalement de proposer un procédé de constitution d'images plus performant permettant, à un coût réduit, d'explorer avec précision un corps à étudier.

5

#### Exposé de l'invention

- A ce titre, l'invention concerne plus précisément un procédé de formation d'images par détection de désintégration de positons dans un corps
- 10 contenant des éléments émetteurs de positons et disposé dans un espace de mesure situé entre au moins deux détecteurs d'une paire de détecteurs sensibles au rayonnements gamma ( $\gamma$ ), caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :
- 15 - détermination d'une trajectoire d'une paire de photons gamma ( $\gamma$ ) émise lors de chaque désintégration de positon détectée,
- détermination du lieu de la désintégration de chaque positon sur la trajectoire par calcul du temps de vol
- 20 respectif des photons gamma ( $\gamma$ ) de la paire,
- affectation sélective et comptage d'une information dite événement dans au moins une position-mémoire choisie dans un ensemble de positions-mémoire, en fonction du lieu de la désintégration,
- 25 - formation d'au moins une image avec les événements mémorisés dans un sous-ensemble de positions-mémoire choisi dans l'ensemble de positions-mémoire.

L'affectation sélective de l'information dans des positions-mémoire en fonction du lieu de la

30 désintégration, et le choix de la formation d'une image avec des événements mémorisés dans un sous-ensemble particulier de positions-mémoire, permettent à l'utilisateur d'adapter avec précision l'imagerie à la nature de l'objet ou du corps étudié et de disposer

d'une information directe de tout ou partie du corps étudié.

En particulier, dans le domaine médical où le praticien souhaite observer des "tranches" ou des parties de tel ou tel organe du patient, l'invention permet la formation directe de l'image souhaitée.

A cet effet, et selon un aspect avantageux de l'invention, le procédé consiste par exemple, à définir dans l'espace de mesure un ensemble de plans dits de référence, et sur chaque plan, un maillage de points dits de référence, à associer à chaque point de référence une position-mémoire, à sélectionner pour chaque paire de photons détectés au moins un point de référence situé sur un plan de référence, en fonction du lieu de la désintégration déterminé, et à affecter l'événement à chaque position-mémoire des points de référence sélectionnés en ajoutant dans cette position-mémoire tout ou partie d'une valeur P dite poids de l'événement, les points de référence étant sélectionnés, et l'événement étant affecté selon un protocole prédéterminé.

Selon le cas, l'information de désintégration, ou événement, peut être affectée à une position-mémoire particulière correspondant, par exemple, au point de référence le plus proche sur le plan le plus proche du lieu de désintégration déterminé. Selon des variantes de réalisation, l'événement peut également être affecté à plusieurs positions-mémoire. Dans ce cas, on attribue à chaque position-mémoire soit une valeur unitaire soit une valeur pondérée, par exemple, en fonction de la proximité du lieu de désintégration par rapport au point de référence correspondant. On procède ainsi à un comptage dans chaque position-mémoire d'un nombre

d'événements ayant eu lieu à "proximité" du point de référence associé.

L'invention concerne également un dispositif d'imagerie par détection de désintégrations de positons dans un corps contenant des éléments émetteurs de positons et disposé dans un espace de mesure situé entre au moins deux détecteurs d'une paire de détecteurs sensibles aux rayonnements gamma ( $\gamma$ ), disposés mutuellement en regard et capables de délivrer des signaux de détection fonction de positions d'impact des rayonnements, caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

- des moyens de traitement des signaux de détection pour déterminer une position de chaque désintégration dans l'espace de détection par calcul de la trajectoire et du temps de vol des photons ( $\gamma$ ), émis par paires lors de la désintégration,
- des moyens d'acquisition comportant un ensemble de positions-mémoire électroniques, et des moyens d'affectation sélective d'une information dite "événement" dans au moins une position-mémoire, en fonction de la position de chaque désintégration dans l'espace de détection, et
- des moyens de formation d'une image avec les événements mémorisés dans un sous-ensemble de positions-mémoire choisi dans l'ensemble de positions-mémoire.

Ce dispositif est prévu notamment pour la mise en oeuvre du procédé de l'invention.

Les détecteurs du dispositif d'imagerie peuvent être de différents types, mais doivent être capables de déterminer la localisation de l'impact de chaque photon gamma ( $\gamma$ ) détecté.

A cet effet, les détecteurs comportent par exemple des cristaux de scintillateur de grandes

dimensions associés à plusieurs photomultiplicateurs qui par mesures barycentriques de quantité de lumière permettent aux détecteurs de délivrer un signal fonction des coordonnées de l'impact des photons sur le cristal. Ces détecteurs sont connus notamment sous la désignation détecteurs Anger.

Selon une variante de réalisation, les détecteurs peuvent comprendre aussi une mosaïque de cristaux de scintillateur assemblés, ou un assemblage de blocs constitués de monocristaux, couplés individuellement à un ou à plusieurs photomultiplicateurs. De manière avantageuse, chaque détecteur peut comporter un ensemble de cristaux de scintillateur disposés "en nid d'abeilles". Les détecteurs comprenant, de façon générale, un ou plusieurs cristaux de scintillateur, un ou plusieurs photomultiplicateur, et un ensemble électronique de mise en forme des signaux, doivent être choisis suffisamment rapides pour autoriser une mesure et un codage du temps de vol de chacun des photons  $\gamma$  d'une paire de photons détectée.

La mesure du temps de vol doit être effectuée avec une résolution temporelle suffisante pour déterminer avec précision le lieu de l'événement sur la trajectoire des photons  $\gamma$ . Plus précisément, la résolution temporelle doit être suffisante pour obtenir une résolution spatiale du positionnement meilleure que la dimension transverse du corps étudié.

C'est aussi de la résolution temporelle des détecteurs, notée  $\tau$  dans la suite de la description, que dépend le choix et le nombre des plans et/ou des points de référence,  $\tau$  est compris également comme la largeur à mi-hauteur d'une gaussienne dite gaussienne de mesure (qui représente la probabilité de

localisation de la désintégration en chaque point de la trajectoire).

Les plans sont, notamment dans le cas d'une application dans le domaine médical, choisis en fonction des "coupes" souhaitées du corps par le praticien.

Toutefois, le nombre de plans de référence, est choisi en fonction de  $\tau$ . Pour obtenir un échantillonnage correct des événements dans l'espace de mesure, l'écart entre les plans est choisi préférentiellement de  $\tau/2$  à  $\tau/4$ .

Les caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront mieux à la lumière de la description qui va suivre. Cette description porte sur les exemples de réalisation, donnés à titre explicatif et non limitatif, en se référant aux dessins annexés.

#### Brève description des figures

20 - les figures 1 à 4, déjà décrites, illustrent différents dispositifs d'imagerie connus mettant en oeuvre des procédés de reconstruction tomographique ou bidimensionnelle d'images d'un corps,

25 - la figure 5 est une vue schématique d'un dispositif selon l'invention, faisant apparaître les principaux éléments fonctionnels,

- la figure 6 illustre de façon schématique des exemples d'affectation d'un événement détecté à des points de référence sur les plans de référence,

30 - la figure 7 illustre de façon schématique un autre exemple d'affectation d'un événement détecté à des points de référence sur les plans de référence.

#### Exposé détaillé de modes de réalisation de l'invention

Le dispositif illustré à la figure 5 comporte deux détecteurs 102 et 104 disposés en regard et de part et d'autre d'un espace de mesure 106.

5 Dans l'espace de mesure 106 est disposé un corps à étudier non représenté pour des raisons de clarté de la figure. Ce corps contient des éléments radioactifs émetteurs de positons qui, après un libre parcours moyen, se désintègrent lorsqu'ils rencontrent un électron.

10 Les désintégrations des couples électron-positon représentées par des points 108 sur la figure 5, donnent naissance à des paires de photons gamma ( $\gamma$ ) dont la trajectoire est représentée schématiquement avec la référence 110. Les deux photons gamma ( $\gamma$ ) d'une  
15 paire sont émis selon des directions opposées à 180°.

Les détecteurs 102, 104 comportent par exemple un cristal de scintillateur associé à plusieurs photomultiplicateurs qui délivrent un signal proportionnel à la lumière détectée. L'ensemble des  
20 signaux fournis par les détecteurs sont transmis par des liaisons 112, 114 à des moyens de traitement 116. Ces moyens de traitement comportent des dispositifs dits de localisation 118, 120 capables de convertir les signaux des détecteurs en coordonnées des points  
25 d'impact 111 des photons gamma ( $\gamma$ ) sur le cristal de chaque détecteur.

Selon des variantes, les détecteurs 102, 104 peuvent comporter aussi une association de plusieurs cristaux ou blocs de scintillateurs. Il est possible  
30 également de disposer autour de l'espace de mesure d'autres paires de détecteurs toujours en regard.

Les moyens de traitement comportent également un dispositif de calcul et de mesure de temps de vol 122. Ce dispositif 122 mesure en coïncidence temporelle  
35 les événements détectés sur les deux détecteurs 102 et

104, et effectue une mesure différentielle du temps de détection de deux photons gamma ( $\gamma$ ) d'une paire de photons gamma ( $\gamma$ ).

5 Cette donnée, dite temps de vol, et les coordonnées des points d'impact permettent au dispositif 122 de calculer la trajectoire des rayonnements détectés et la position sur la trajectoire de l'événement ayant donné naissance au rayonnement. Le  
10 dispositif 122 peut comprendre également des moyens de discrimination permettant de rejeter les trajectoires qui présentent par rapport à la normale reliant les détecteurs, c'est-à-dire par rapport à la direction Y de la figure, un angle d'inclinaison supérieur à un angle prédéterminé  $\alpha_m$ .

15 L'événement ainsi localisé, est ensuite comptabilisé dans une ou plusieurs positions-mémoire d'un dispositif d'acquisition 124.

Le dispositif 122 peut comporter à cet effet un comparateur électronique qui pour chaque trajectoire  
20 calculée, compare l'angle  $\alpha$  de cette trajectoire, à une valeur seuil  $\alpha_m$  programmable. Les angles  $\alpha$  et  $\alpha_m$  s'entendent par rapport à une direction normale aux plans des détecteurs 102 et 104, c'est-à-dire par rapport à l'axe Y. Le comparateur permet alors de  
25 rejeter toutes les trajectoires formant un angle supérieur à  $\alpha_m$ , afin de prendre en compte plus ou moins de trajectoires.

Le choix de l'angle  $\alpha_m$  permet à l'utilisateur de faire fonctionner le dispositif soit en privilégiant  
30 la sensibilité, avec un choix de  $\alpha_m$  important, soit en privilégiant la résolution spatiale, avec un choix de  $\alpha_m$  petit.

Le dispositif permet de laisser le choix à l'opérateur entre l'optimum de sensibilité ou de  
35 résolution. Ce choix se faisant de manière très simple

par un bouton de réglage sur le dispositif 112, où par l'introduction dans un menu à une console opérateur du paramètre utilisateur qui est alors envoyé au dispositif 122.

5           Accessoirement, un collimateur mécanique peut également être envisagé pour augmenter la résolution spatiale, si la sensibilité est suffisante.

          Dans un tout autre contexte, on peut utiliser le dispositif de l'invention avec un collimateur  
10   mécanique par exemple du même type que ceux des gamma-caméras afin de détecter les rayonnements du type simples photons émis par le corps et provenant d'émetteurs simples photons injectés dans le corps, pour reconstruire une image par simple projection.

15           Le dispositif d'acquisition peut avantageusement se présenter sous la forme d'un module électronique directement relié aux moyens de traitement 116 afin de privilégier la performance de l'acquisition, mais peut également être remplacé par un  
20   ordinateur programmable.

          La position-mémoire dans laquelle est comptabilisé chaque événement est choisie en fonction du lieu de la désintégration correspondante.

          En particulier, on prédétermine dans l'espace  
25   de mesure 106 un certain nombre de plans de référence 126 fictifs et sur chaque plan un maillage 127 de points de référence 128 auxquels sont associées des positions-mémoire de l'unité d'acquisition. Les plans 126 n'ont pas d'existence physique mais permettent à  
30   l'utilisateur de matérialiser une coupe du corps étudié selon les plans, en visualisant sur une unité d'affichage 130, reliée à l'unité d'acquisition 124, une image formée à partir du contenu des positions-mémoire des points de référence du plan de référence  
35   choisi.

Comme indiqué plus haut, le nombre de plans de référence définis dans l'espace de mesure dépend de la précision de la localisation de la désintégration et donc de la résolution temporelle des détecteurs et des systèmes de traitement des signaux. Le nombre de plans dépend aussi de la finesse de l'échantillonnage recherché. A titre d'exemple, avec un échantillonnage à  $\tau/2$  ou  $\tau/4$  et avec une résolution temporelle comprise entre 200 et 300 picosecondes, il est possible d'envisager de 20 à 50 plans de référence dans un espace de mesure, caractérisé par une distance entre détecteurs de l'ordre de 40 cm.

La figure 5 ne représente cependant, pour des raisons évidentes de clarté, que trois plans 126. De manière générale, l'espacement entre les différents plans 126 est choisi régulier. Cela n'exclut pas la possibilité des répartitions et d'espacements différents dans des applications particulière.

Selon un aspect avantageux de l'invention, il est possible de plus de régler la distance entre les deux détecteurs 102 et 104 de manière à les rapprocher le plus possible du corps à analyser. Il est possible ainsi d'augmenter encore la sensibilité des détecteurs, proportionnelle à  $\frac{1}{d^2}$  où  $d$  est la distance qui sépare les détecteurs.

Les plans de référence dans le cas de l'exemple de la figure 5 s'étendent parallèlement aux directions X,Z du repère orthogonal représenté, et sensiblement parallèlement aux détecteurs plans 102, 104.

Bien que cette orientation des plans soit particulièrement avantageuse notamment dans le cas de l'examen d'un patient allongé sur un lit non représenté, orienté selon l'axe Z, il est bien sûr possible selon l'application envisagée de définir

d'autres plans de référence dont l'orientation est différente.

Par ailleurs pour obtenir une image complète du corps ou une partie du corps d'un patient dont la longueur excède la taille des détecteurs, des moyens de translation des détecteurs 102, 104 représentés schématiquement par des flèches 132 sont prévus. Ces moyens permettent aux détecteurs de balayer selon l'axe Z le corps. A cet effet, il est également judicieux de choisir les plans 126 selon (X,Z). Un mouvement relatif entre les détecteurs et le corps, peut être obtenu également par translation du corps selon l'axe Z, les détecteurs étant maintenus fixes.

Il convient à présent de donner quelques exemples de modes d'affectation et de comptabilisation des désintégrations dans les positions-mémoire.

La figure 6 montre deux plans de référence 126 désignés par A et B et entre lesquels a lieu une désintégration électron-positon 108 localisée au point M. M est choisi sur cette figure plus proche de A que de B. La trajectoire 110 des photons  $\gamma$  émis en M, coupe les plans A et B aux points a et b respectivement ; par  $i_1, i_2, i_3, i_4$  et par  $i_5, i_6, i_7, i_8$  respectivement les quatre points de référence 128 les plus proches des points a et b, sur chacun des plans A et B. Les points  $i_1$  à  $i_8$  sont les sommets d'un parallélépipède qui entoure au plus près le point M.

On désigne par  $d_1, d_2, d_3, d_4$ , respectivement les distances mesurées entre le point a et respectivement les points  $i_1, \dots, i_4$  et par  $l_1, l_2, \dots, l_8$  respectivement les distances du point M à chacun des points  $i_1, i_2, \dots, i_8$ .

Selon un premier mode d'affectation de l'événement, on choisit le plan le plus proche du point de désintégration M, c'est-à-dire ici le plan A, puis

on choisit sur ce plan le point de référence le plus proche du point a d'intersection de la trajectoire avec le plan. L'événement est alors comptabilisé entièrement dans la position-mémoire associée à ce point, par exemple  $i_4$  dans le cas illustré. Chaque fois qu'un point de référence est ainsi sélectionné, on ajoute, par exemple, dans la position-mémoire associée une valeur P dite poids de la désintégration (et qui peut être définie arbitrairement).

Selon un deuxième mode d'affectation, on choisit sur le plan le plus proche de M, c'est-à-dire ici le plan A, les quatre points de référence  $i_1$ ,  $i_2$ ,  $i_3$ ,  $i_4$  les plus proches du point a. On affecte une information dans chacune des positions-mémoire associées aux points  $i_1$ ,  $i_2$ ,  $i_3$  et  $i_4$ . Par exemple, en désignant toujours par P le poids de la désintégration, on ajoute aux positions-mémoire des points  $i_1$ ,  $i_2$ ,  $i_3$  et  $i_4$  des valeurs respectivement égales à :

$$\frac{P.d_1}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4},$$

$$\frac{P.d_2}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4},$$

$$\frac{P.d_3}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4},$$

$$\frac{P.d_4}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4}.$$

Selon un autre mode d'affectation de l'événement, on choisit sur chacun des deux plans de référence les plus proches de M, soit A et B, quatre points de référence, les plus proches des points de projection a et b, en l'occurrence  $i_1$ ,  $i_2$ ,  $i_3$ ,  $i_4$  et

15, 16, 17 et 18. Il s'agit des huit sommets d'un parallélépipède entourant au plus près le lieu de la désintégration. A chacune des positions-mémoire correspondantes on affecte et ajoute une valeur  
 5 respectivement égale à :

$$\frac{P.l_i}{\Delta}$$

où  $i$  est un indice variant de 1 à 8 et désignant respectivement les points  $i_1$  à  $i_8$  et où  $\Delta = \sum_{i=1}^8 l_i$ .

10 Un autre mode d'affectation encore qui consiste à tenir compte de la résolution  $\tau$  des détecteurs est illustré à la figure 7.

La figure 7 représente plusieurs plans de référence 126 choisis entre les détecteurs 102 et 104.  
 15 On désigne respectivement par A, B, C,... ces plans et par a, b, c,... les intersections d'une trajectoire 110 avec les plans A, B, C,... Sur la figure, et de façon très schématique est reportée une gaussienne 140 qui représente en chaque point de la trajectoire la  
 20 probabilité de présence effective de l'événement, compte tenu l'incertitude de la localisation. La largeur à mi-hauteur de la gaussienne dépend de la résolution  $\tau$  du dispositif de détection. On choisit sur chaque plan A, B, C,... un ou plusieurs points de  
 25 référence, les plus proches des points a, b, c... et on affecte à ce ou ces points un poids d'événement  $G_a, G_b, G_c...$  pondéré en fonction de la distance en ordonnée de la gaussienne aux points a, b, c,....

Par exemple, le poids de l'événement peut être  
 30 distribué, entre plusieurs points de référence de chaque plan, les plus proche des points a, b, c... en fonction des distances  $d_1, d_2, d_3, d_4$ , comme décrit plus haut.

D'autres modes d'affectation tels que ceux décrits précédemment peuvent encore être imaginés, en fonction des images à construire, ou en fonction du domaine d'application de l'invention.

5 Grâce à l'invention, il est possible finalement d'augmenter la sensibilité du dispositif d'imagerie de façon assez nette.

La sensibilité en un point M donné dans l'espace inter-détecteur figure 5 est proportionnelle  
10 au nombre de trajectoires passant par ce point M, donc du cône d'angle solide  $\alpha$  des trajectoires prises en compte. Dans le cas de l'exemple de la figure 4, sans mesure du temps de vol, l'erreur de résolution spatiale fonction de  $\alpha$  peut s'exprimer par  $E_1 = kD \sin \alpha$ , comme  
15 cela apparaît ci-dessus.

Dans le dispositif selon l'invention, la mesure du temps de vol sur la trajectoire permet de localiser le point M avec une précision  $\tau$ . L'erreur de réaffectation sur le plan projeté est donc fonction de  
20  $\alpha$  également, mais limitée à  $\tau$  et non plus au diamètre de l'objet comme dans le cas de construction sans temps de vol. Dans le dispositif avec temps de vol, l'erreur est donc modélisée par  $E_2 = \tau \sin \alpha$ .

Pour un détecteur unidimensionnel, et en appelant G le gain en sensibilité, c'est-à-dire le rapport du nombre de traces passant par le point M selon les deux systèmes de mesure avec et sans temps de vol, et produisant la même résolution spatiale (ou la même erreur de localisation), on a :

30

$$G = \frac{E_1}{E_2} = \frac{D}{\tau}$$

D étant le diamètre moyen du corps à étudier.

Dans le dispositif de l'invention avec un détecteur bidimensionnel, on considère le nombre de

traces appartenant au cône d'ouverture  $\alpha$ . Ce gain est alors proportionnel à  $(D/\tau)^2$ . On voit donc que l'utilisation de la mesure du temps de vol dans le dispositif proposé, permet pour une résolution spatiale  
5 fixée, d'augmenter l'angle  $\alpha_m$  du cône de mesure, donc le nombre de traces passant par M, donc la sensibilité de M en tout point de l'espace inter-détecteur, et finalement la sensibilité globale du dispositif proposé et ceci dans le rapport  $(D/\tau)^2$  ou  $D/\tau$  en fonction du  
10 type de détecteur.

A titre d'exemple, si  $D=25$  cm et  $\tau=300$  ps (ce qui représente une distance de 4,5cm), le gain en sensibilité est de l'ordre 25 pour des détecteurs bidimensionnels.

15 Cet avantage très important du dispositif proposé ne peut être obtenu sans la mesure de temps de vol.

Le dispositif de l'invention permet également de rapprocher très simplement la paire de détecteurs du  
20 corps à étudier de façon à augmenter la sensibilité du dispositif et de translater de façon continue les détecteurs par rapport au corps.

25

## REFERENCES

(1)

J of Nucl. Med 1992 33-1191-1199 DALBROM and all.  
Whole Body Positron Emission Tomography.

30

(2)

TODD POKROPEK : les principes de la tomographie par  
émission de positron. Conférence ACOMEM,  
Montpellier 1990.

- (3) Three dimensional PET reconstruction with time of Flight measurement A. MALLON 3-5 JUILLET 1991 CORSENDOK.
- 5 (4) Rapport WORKSHOP ON TIME of FLIGHT 17-19 May 1982 Washington University St Louis Missouri page 143-146
- 10 (5) Comparison between three-dimensional Positron Emmission tomography with and without time of flight measurement. A. MALLON : IEEE Transaction of Medical imaging 1992.
- 15 (6) Ph. GARDERET, E. GAMPAGNOLO : Image Reconstruction Using time of Flight Tomography : WORKSHOP on time of Fligh tomography May 19, 1982 St Louis Missouri, p.97.
- 20 (7) US-A-3 011 057
- (8) European Journal of Medecine Nuclear (1992) (19: 315-3121 par A.V. LINGEN : Performance charasteristics of 511 Kev Collimator for imaging positron emitters with a standard gamma camera.
- 25

### REVENDEICATIONS

1. Procédé de formation d'images par détection de désintégration de positons dans un corps contenant des éléments émetteurs de positons et disposé dans un
- 5 espace de mesure (106) situé entre au moins deux détecteurs d'une paire de détecteurs (102, 104) sensibles au rayonnements gamma ( $\gamma$ ), caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :
- détermination de la trajectoire (110) d'une paire de
  - 10 photons gamma ( $\gamma$ ) émise lors de chaque désintégration de positon détectée,
  - détermination du lieu (108) de la désintégration de chaque positon sur la trajectoire par calcul du temps de vol respectif des photons gamma ( $\gamma$ ) de la paire,
  - 15 - affectation sélective et comptage d'une information dite événement dans au moins une position-mémoire choisie dans un ensemble de positions-mémoire, en fonction du lieu de la désintégration,
  - formation d'au moins une image avec les événements
  - 20 mémorisés dans un sous-ensemble de positions-mémoire choisi dans l'ensemble de positions-mémoire.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'on définit dans l'espace de mesure un ensemble de plans (126) dits de référence, et sur
- 25 chaque plan (126), un maillage (127) de points (128) dits de référence, on associe à chaque point (128) de référence une position-mémoire, on sélectionne pour chaque paire de photons détectés au moins un point de référence (128) situé sur un plan de référence (126),
- 30 en fonction du lieu de la désintégration déterminée et on affecte l'événement à chaque position-mémoire des points de référence sélectionnés en ajoutant dans cette position-mémoire tout ou partie d'une valeur P dite poids de l'événement, les points de référence étant

sélectionnés, et l'événement étant affecté selon un protocole prédéterminé.

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le protocole consiste à  
 5 sélectionner dans le plan de référence (126) le plus proche du lieu de la désintégration du positon, le point de référence (128) le plus proche du point d'intersection de la trajectoire de la paire de photons correspondante, avec ledit plan de référence et à  
 10 ajouter à la position-mémoire correspondant à ce point de référence une valeur dite poids de l'événement.

4. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le protocole consiste à  
 15 sélectionner dans le plan de référence (126) le plus proche du lieu de la désintégration du positon, quatre points de référence (128) les plus proches du point (a) d'intersection de la trajectoire de la paire de photons correspondante avec ledit plan de référence, à calculer des distances  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$ ,  $d_4$  respectivement de chacun  
 20 des quatre points de référence au point (a) d'intersection et d'ajouter respectivement aux positions-mémoire correspondant aux quatre points de référence des valeurs égales respectivement à :

$$25 \quad \frac{P.d_1}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4},$$

$$\frac{P.d_2}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4},$$

$$\frac{P.d_3}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4},$$

$$30 \quad \frac{P.d_4}{d_1 + d_2 + d_3 + d_4}.$$

5. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le protocole consiste à sélectionner dans deux plans de référence huit points de référence (128) sommets d'un parallélépipède entourant au plus près le lieu de la désintégration de chaque positon, à calculer des distances ( $\ell_i$ ) mesurées respectivement du  $i^{\text{ème}}$  point de référence sélectionné, au lieu de désintégration, où  $i$  est un indice allant de 1 à 8, et à ajouter respectivement à la  $i^{\text{ème}}$  position-mémoire correspondant au  $i^{\text{ème}}$  point une valeur respectivement égale à :

$$\frac{P.\ell_i}{\Delta},$$

15 avec :

$$\Delta = \sum_{i=1}^8 \ell_i.$$

6. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le protocole consiste à :

- 20 - déterminer la probabilité de présence du lieu de désintégration de chaque positon, en chaque point d'intersection de la trajectoire (110) de la paire de photons gamma ( $\gamma$ ) avec chaque plan de référence (126),
- 25 - sélectionner dans chaque plan de référence le point de référence (128) le plus proche du point d'intersection de la trajectoire avec le plan de référence,
- ajouter respectivement à la position-mémoire correspondant à chaque point de référence sélectionné le poids de l'événement pondéré par la probabilité de présence du point d'intersection au lieu de désintégration.

30

7. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le protocole consiste à :

- 5 - déterminer la probabilité de présence du lieu de désintégration de chaque positon, en chaque point d'intersection de la trajectoire (110) de la paire de photons gamma ( $\gamma$ ) avec chaque plan de référence (126),
- 10 - sélectionner dans chaque plan quatre points de référence (128) les plus proches du point d'intersection de la trajectoire avec le plan de référence,
- 15 - ajouter respectivement à la position-mémoire correspondant à chaque point de référence sélectionné une valeur dite poids de l'événement, pondérée par la probabilité de présence du point d'intersection au lieu de désintégration et distribué en fonction de la distance respective des quatre points de référence au point d'intersection.

20 8. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la formation de l'image du corps est obtenue à partir des événements mémorisés dans des positions-mémoire correspondant aux points de référence d'au moins un plan de référence choisi par l'utilisateur.

25 9. Procédé selon l'une des revendications 2 à 8, caractérisé en ce que les plans de référence sont espacés avec un écart proportionnel à la résolution temporelle des détecteurs.

30 10. Dispositif d'imagerie par détection de désintégrations de positons dans un corps contenant des éléments émetteurs de positons et disposé dans un espace de mesure (106) situé entre au moins deux détecteurs d'une paire de détecteurs (102, 104) sensibles aux rayonnements gamma ( $\gamma$ ), disposés  
35 mutuellement en regard et capables de délivrer des

signaux de détection fonction des positions d'impact (111) de rayonnements gamma provenant du corps, caractérisé en ce qu'il comporte en outre :

- 5       - des moyens (116) de traitement des signaux de détection pour déterminer une position de chaque désintégration dans l'espace de détection par calcul de la trajectoire et du temps de vol des photons émis par paire lors de la désintégration,
- 10       - des moyens d'acquisition (124) comportant un ensemble de positions-mémoire électroniques, et des moyens d'affectation sélective d'une information dite "événement" dans au moins une position-mémoire, en fonction de la position de chaque désintégration dans l'espace de détection, et
- 15       - des moyens (130) de formation d'images avec les événements mémorisés dans un sous-ensemble de positions-mémoire choisi dans l'ensemble de positions-mémoire.

11. Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de traitement comportent des dispositifs (118, 120) capables de convertir les signaux de détection en coordonnées des positions d'impact (111) des rayonnements sur chaque détecteur (102, 104), et un dispositif (122) de mesure de temps de vol des photons gamma de chaque paire de photons.

12. Dispositif selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de traitement (116) comportent en outre des moyens de discrimination pour rejeter les trajectoires présentant, par rapport à une direction normale reliant les détecteurs, un angle d'inclinaison  $\alpha$  supérieur à un angle prédéterminé  $\alpha_m$  et accepter les autres trajectoires.

1/4

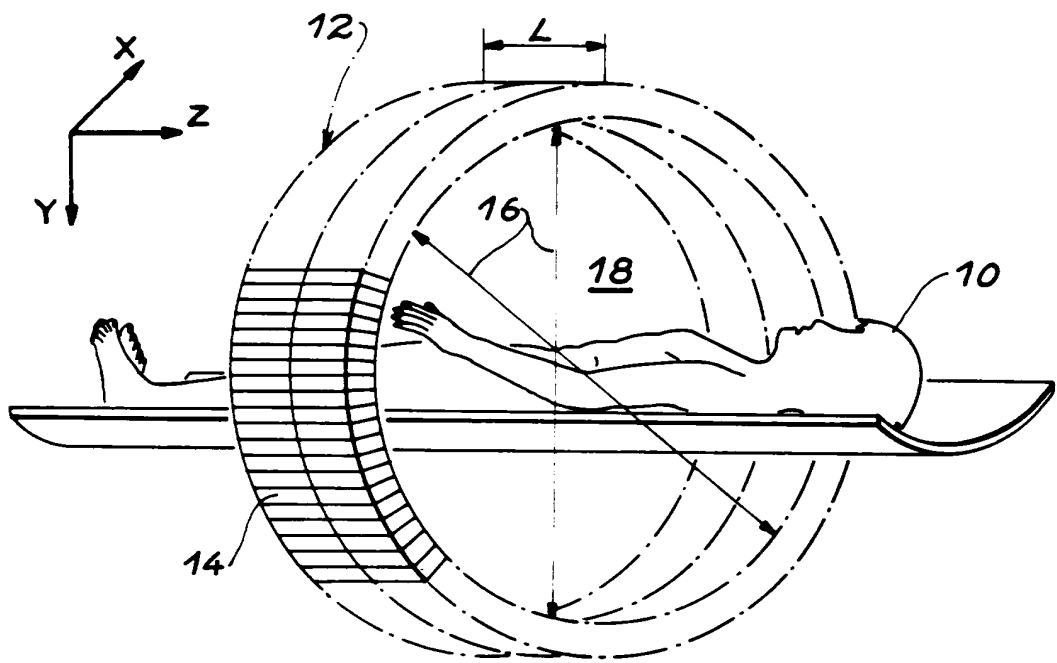


FIG. 1

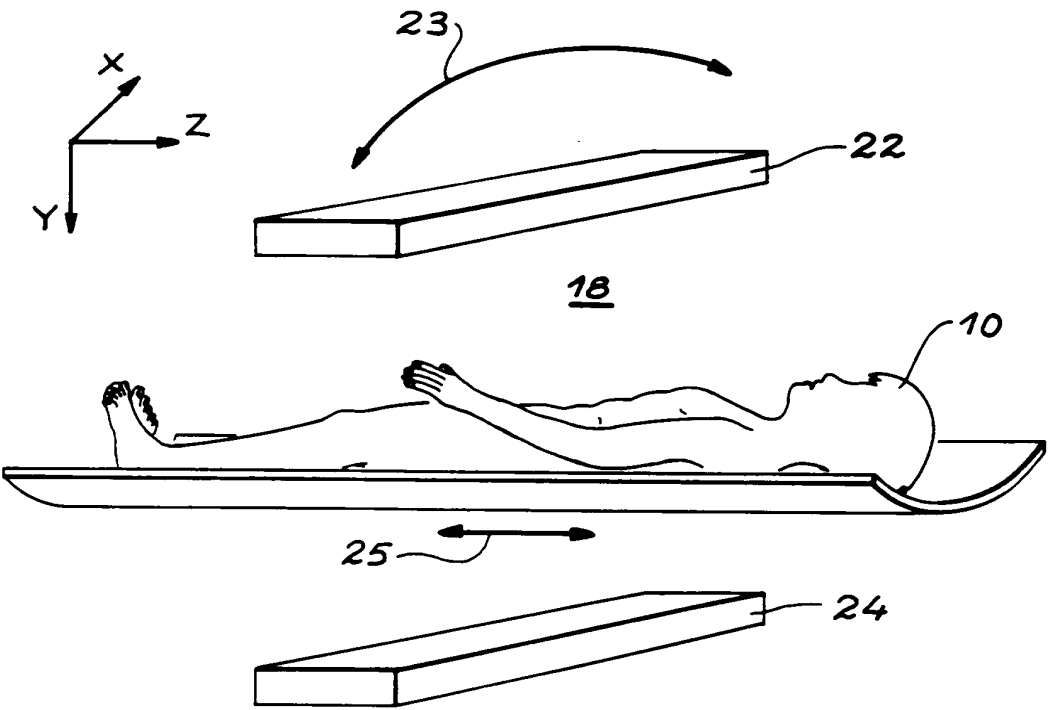


FIG. 2

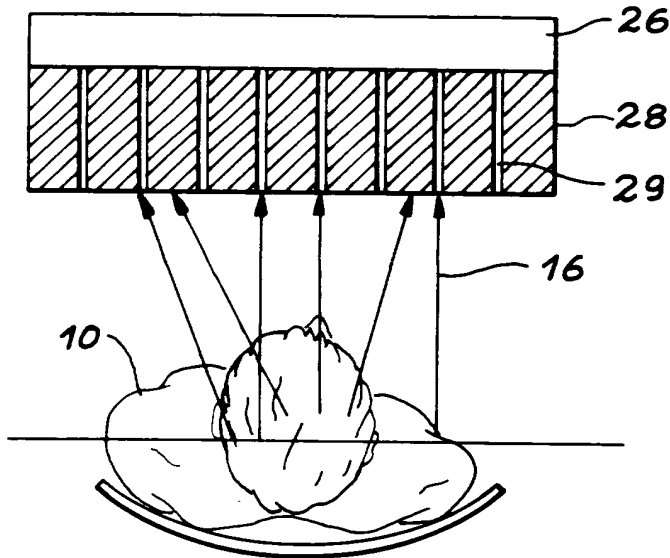


FIG. 3

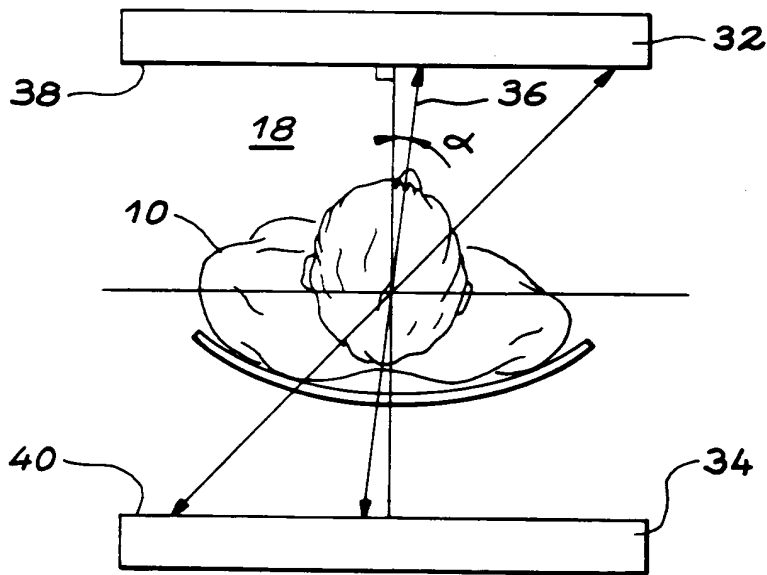
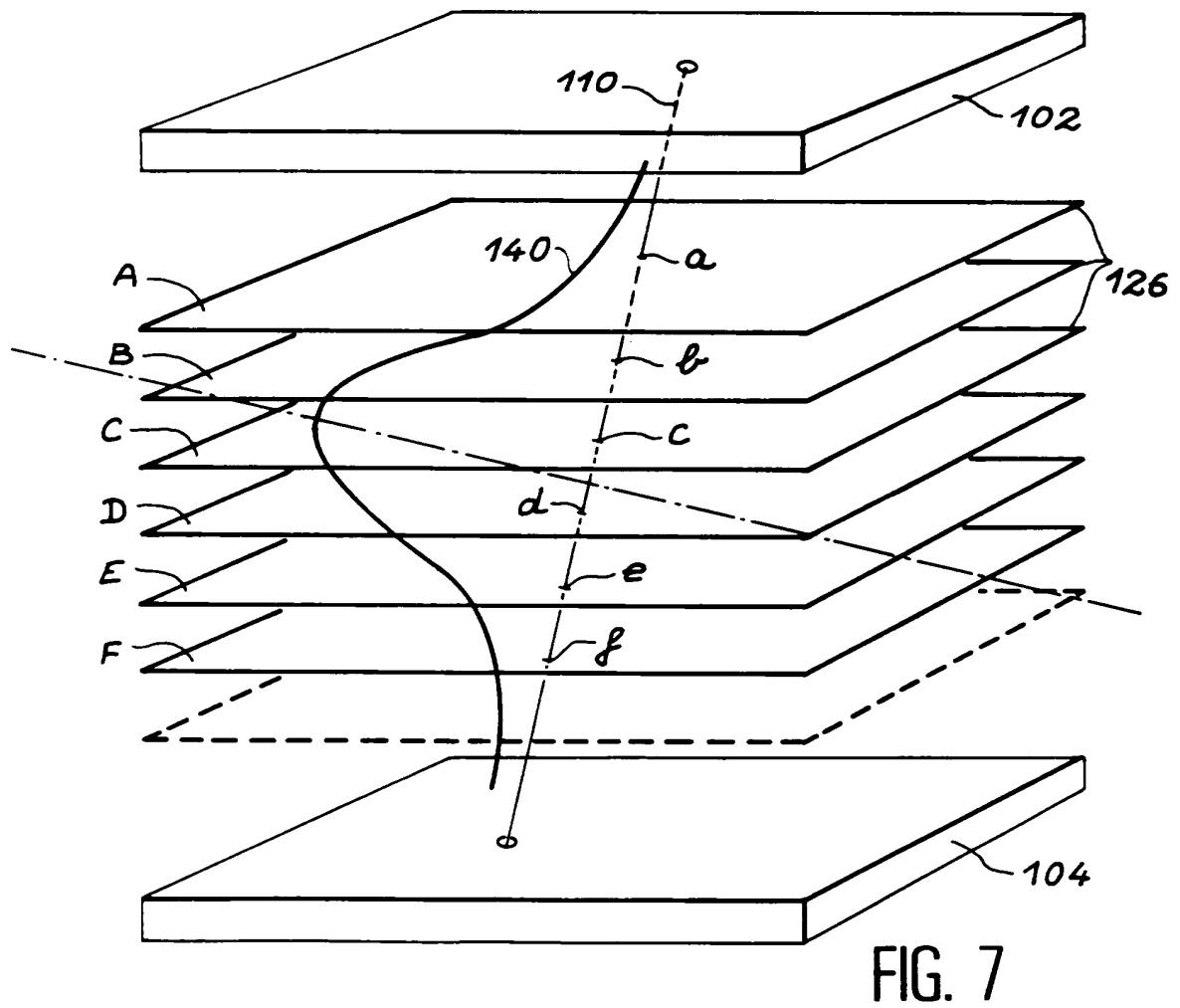
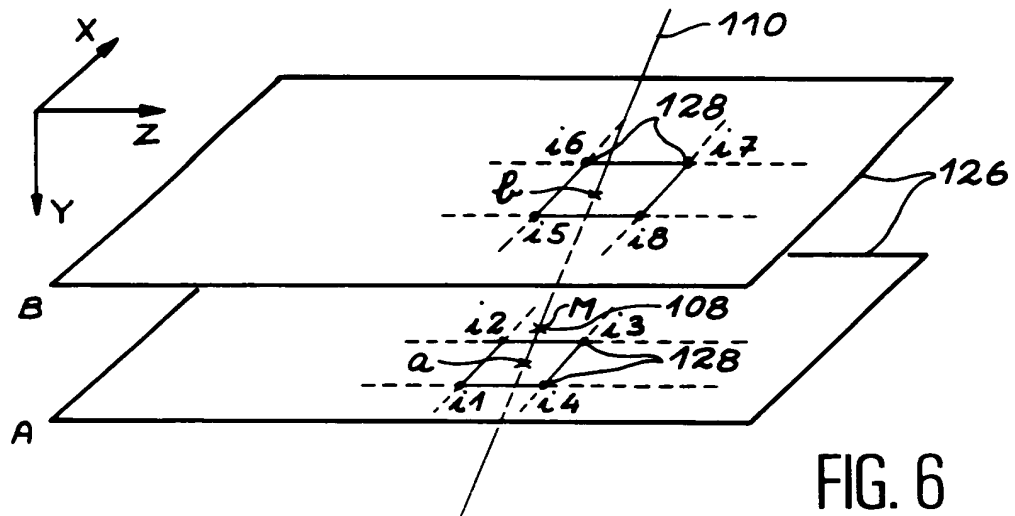


FIG. 4





INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE

**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRELIMINAIRE**  
établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement  
national

FA 498617  
FR 9403546

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
A	EP-A-0 172 929 (CLAYTON FOUNDATION FOR RESEARCH) * page 15, ligne 19 - page 20, ligne 13 * * page 27, ligne 22 - page 28, ligne 31 * * page 30, ligne 1 - page 31, ligne 14 * * figures * ---	1-4, 10, 11
A	IEEE TRANS. ON MEDICAL IMAGING, vol.7, no.4, Décembre 1988, NEW YORK, USA pages 273 - 278 RANGANATH,M V 'a multigrid expectation maximization reconstruction algorithm for positron emission tomography' * the entire document * ---	1-3, 10
A	PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, vol.36, no.1, Janvier 1991, BRISTOL,GB pages 35 - 46 HOGAN,MJ ET AL 'image reconstruction for a 3d pet system using a minimum norm constraint' * the entire document * -----	1, 10
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.5)
		G01T
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
28 Novembre 1994		Datta, S
<p><b>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons ----- &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		